

CFO 138 34 u.s.
09/296 740

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

1 9 9 9 年 9 月 8 日

出 願 番 号
Application Number:

平成 1 1 年 特 許 願 第 2 5 4 1 8 4 号

出 願 人
Applicant (s):

キヤノン株式会社

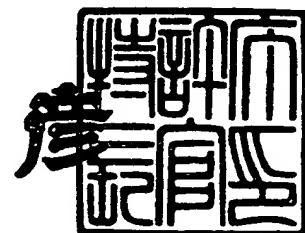


CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

1 9 9 9 年 1 0 月 8 日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Patent Office

近 藤 隆 彦



【書類名】 特許願

【整理番号】 3902079

【提出日】 平成11年 9月 8日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 H04N 5/00

【発明の名称】 画像処理装置、方法及びコンピュータ読み取り可能な記憶媒体

【請求項の数】 24

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
 社内

 【氏名】 新畠 弘之

【特許出願人】

 【識別番号】 000001007

 【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100090273

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 國分 孝悦

 【電話番号】 03-3590-8901

【先の出願に基づく優先権主張】

 【出願番号】 平成10年特許願第265354号

 【出願日】 平成10年 9月18日

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 035493

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9705348

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像処理装置、方法及びコンピュータ読み取り可能な記憶媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出手段と、
入力画像の平滑化画像を作成する平滑化手段と、
上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成手段と、

上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換手段と、

上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手段とを設けたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】 上記抽出手段は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 3】 上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除手段を設け、上記抽出手段は、上記削除手段で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 4】 上記抽出手段は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 5】 医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出手段と、
上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換手段と、

上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換手段と、

上記第 1 又は第 2 のアルゴリズム変換手段にてダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力手段とを備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 6】 上記入力画像によって示される部位に基づいて、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段又は上記第 2 のダイナミックレンジ変換手段を選択

する選択手段を備えることを特徴とする請求項 5 記載の画像処理装置。

【請求項 7】 外部指示に基づいて、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段又は上記第 2 のダイナミックレンジ変換手段を選択する選択手段を備えることを特徴とする請求項 5 記載の画像処理装置。

【請求項 8】 上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段は、
上記入力画像の高周波成分を生成する生成手段と、
上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理手段と、

上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算手段とを含むことを特徴とする請求項 5 記載の画像処理装置。

【請求項 9】 注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出手順と、
入力画像の平滑化画像を作成する平滑化手順と、
上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成手順と、

上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換手順と、

上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手順とを設けたことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 10】 上記抽出手順は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 9 記載の画像処理方法。

【請求項 11】 上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除手順を設け、上記抽出手順は、上記削除手順で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 9 記載の画像処理方法。

【請求項 12】 上記抽出手順は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 9 記載の画像処理方法。

【請求項 13】 医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出手順と、
上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換手順と、

上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換手順と、

上記第 1 又は第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力手順とを含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 4】 上記入力画像によって示される部位に基づいて、実行するダイナミックレンジ変換手順として上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順と上記第 2 のダイナミックレンジ変換手順の何れかを選択する選択工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 記載の画像処理方法。

【請求項 1 5】 ユーザからのマニュアル指示に応じて、実行するダイナミックレンジ変換手順として上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順と上記第 2 のダイナミックレンジ変換手順の何れかを選択する選択工程を含むことを特徴とする請求項 1 3 記載の画像処理方法。

【請求項 1 6】 上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順は、
上記入力画像の高周波成分を生成する生成手順と、
上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理手順と、

上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算手順とを含むことを特徴とする請求項 1 3 記載の画像処理方法。

【請求項 1 7】 注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出処理と、
入力画像の平滑化画像を作成する平滑化処理と、
上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成処理と、

上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換処理と、

上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手順とを実行するためのプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 1 8】 上記抽出処理は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 7 記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 1 9】 上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除処理を上記プログラムに設け、上記抽出処理は、上記削除処理で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 7 記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 2 0】 上記抽出処理は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする請求項 1 7 記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 2 1】 医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出処理と、
 上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換処理と、
 上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換処理と、
 上記第 1 又は第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力処理とを実行するためのプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 2 2】 上記入力画像によって示される部位に基づいて、実行するダイナミックレンジ変換処理として上記第 1 のダイナミックレンジ変換処理と上記第 2 のダイナミックレンジ変換処理の何れかを選択する選択処理を上記プログラムに設けることを特徴とする請求項 2 1 記載の記憶媒体。

【請求項 2 3】 ユーザからのマニュアル指示に応じて、実行するダイナミックレンジ変換処理として上記第 1 のダイナミックレンジ変換処理と上記第 2 のダイナミックレンジ変換処理の何れかを選択する選択処理を上記プログラムに設けることを特徴とする請求項 2 1 記載の記憶媒体。

【請求項 2 4】 上記第 1 のダイナミックレンジ変換処理は、
 上記入力画像の高周波成分を生成する生成処理と、
 上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理と

上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算処理とを含むことを特徴とする請求項 2 1 記載の記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X線画像等の画像のダイナミックレンジ圧縮処理機能を有する画像処理装置、方法及びそれらに用いられるコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に関するものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

例えば、X線胸部画像は、X線が透過しやすい肺野の画像及びX線が非常に透過しにくい縦隔部の画像より構成されるため、画素値の存在するレンジが非常に広い。このため、肺野及び縦隔部の両方を同時に観察することが可能なX線胸部画像を得ることは困難であるとされてきた。

【0 0 0 3】

そこで、この問題を回避する方法として、「SPIE Vol. 626 Medicine XIV/PACS IV (1986)」に記載された方法（以下、「方法1」と言う）がある。この方法1は、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値（入力画素値） S_{org} 、オリジナル画像（入力画像）の低周波数画像の画素値 S_{US} 、定数 A 、 B 、 C （例えば、 $A=2$ 、 $B=0.7$ ）を持って、

$$S_D = A [S_{org} - S_{US}] + B [S_{US}] + C \quad \dots (1)$$

なる式（1）で表されるものである。

【0 0 0 4】

上述のような方法1では、高周波成分（第1項）、低周波成分（第2項）の重み付けを変えることが可能で、例えば、定数 A 、 B を $A=2$ 、 $B=0.7$ とした場合、高周波成分を強調し、且つ全体のダイナミックレンジを圧縮する効果が得られる。これは、ある放射線医師達によれば、本処理なしの画像と比較して、診断に有効であるという評価が得られている。

【0 0 0 5】

また、第2509503特許公報等には、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値（入力画素値） S_{org} 、オリジナル画像（入力画像）のY方向のプロファイルの平均プロファイル P_y とX方向のプロファイルの平均プロファイル P_x を持

って、

$$S_D = S_{org} + F [G (P_x, P_y)] \quad \dots (2)$$

なる式 (2) で表される方法 (以下、「方法 2」と言う) が記載されている。

【0006】

ここで、式 (2) での関数 $f(x)$ が有する特性について説明すると、まず、「 $x > Dth$ 」では $f(x)$ が「0」となり、「 $0 \leq x \leq Dth$ 」では $f(x)$ が切片を「E」、傾きを「 E/Dth 」として単調減少するものとなり、次の式 (3) で表される。

$$\begin{aligned} \text{if } (x \leq Dth) \quad & f(x) = E - (E/Dth) x \\ \text{else} \quad & f(x) = 0 \quad \dots (3) \end{aligned}$$

また、「 P_x 」及び「 P_y 」は、

$$P_y = (\sum P_{yi}) / n \quad \dots (4)$$

$$P_x = (\sum P_{xi}) / n \quad \dots (5)$$

なる式 (4) 及び (5) で表される。

【0007】

式 (4) 及び (5) において、「 i 」は「 $i = 1 \sim n$ 」であり、「 P_{yi} 」及び「 P_{xi} 」はプロファイルであり、また、式 (2) での「 $G(P_x, P_y)$ 」は、例えば、

$$G(P_x, P_y) = \max(P_x, P_y) \quad \dots (6)$$

で示される。

【0008】

上述のような方法 2 では、低周波画像の画素値で「 Dth 」以下の濃度レンジが圧縮される。

【0009】

また、方法 2 (第 2509503 特許公報等に記載の方法) と同様の方法 (以下、「方法 3」と言う) が「日本放射線技術学会雑誌 第 45 巻第 8 号 1989 年 8 月 1030 頁 阿部ほか」に記載されている。この方法 3 は、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値 (入力画素値) S_{org} 、オリジナル画像 (入力画像) をマスクサイズ $M \times M$ 画素で移動平均をとった時の平均画素値 S_{US} 、単調減少

関数 $f(x)$ を持って、

$$S_D = S_{org} + f(S_{US}) \quad \dots\dots (7)$$

$$S_{US} = \Sigma S_{org} / M^2 \quad \dots\dots (8)$$

なる式 (7) 及び (8) で表されるものである。

【0010】

方法3は、式(2)によって表される方法2とは低周波画像の作成方法が異なり、方法2では1次元データで低周波画像を作成していたのに対し、2次元データで低周波画像を作成する方法である。このような方法3によっても、低周波画像の画素値で“Dth”以下の濃度レンジが圧縮される。

【0011】

また、第2663189特許公報等には、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値(入力画素値) S_{org} 、オリジナル画像(入力画像)をマスクサイズ $M \times M$ 画素で移動平均をとった時の平均画素値 S_{US} 、単調増加関数 $f_1(x)$ を持って、

$$S_D = S_{org} + f_1(S_{US}) \quad \dots\dots (7)$$

$$S_{US} = \Sigma S_{org} / M^2 \quad \dots\dots (8)$$

なる式 (7) 及び (8) で表される方法(以下、「方法4」と言う)が記載されている。

【0012】

ここで、式(7)での関数 $f_1(x)$ が有する特性について説明すると、まず、「 $x < Dth$ 」では $f(x)$ が「0」となり、「 $Dth \leq x$ 」では $f(x)$ が切片を「E」、傾きを「 E/Dth 」として単調減少するものとなり、次の式(11)で表される。

$$f_1[x] = E - (E/Dth) X \quad \dots\dots (11)$$

【0013】

上述のような方法4では、低周波画像の画素値 Dth 以上の画素値(濃度値)が圧縮される。このときのアルゴリズムについては、方法3(「日本放射線技術学会雑誌 第45巻第8号1989年8月 1030頁 阿部ほか」等に記載の方法)と同様である。

【0 0 1 4】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したような従来の方法では、取得画像（入力画像）を階調変換してフィルムやCRTに対して出力した場合、視認確認できない濃度値もしくは輝度値の範囲に階調変換後の注目領域（被写体領域等）の濃度値もしくは輝度値がかかるのを防ぐことを目的としていた。

【0 0 1 5】

このため、従来の方法では、圧縮開始位置や圧縮率が固定であり、ダイナミックレンジ圧縮を施した取得画像を階調変換した場合、注目領域の濃度値もしくは輝度値が視認領域に入らないことがあった。これは診断等に支障をきたす問題につながる。

【0 0 1 6】

また、取得画像によっては、被写体部分の圧縮が必要以上に行なわれてしまい、本来被写体部分が保持している情報量が無意味に損出される場合があった。これは、診断能等が低下する問題につながる。

【0 0 1 7】

さらに、ダイナミックレンジを拡大するという発想が無かったので、フィルムやCRT上に画像を出力する場合に、注目領域のダイナミックレンジを有効に出力することができないという問題があった。すなわち、注目領域のダイナミックレンジを所定の領域に変換するという思想がなかった。

【0 0 1 8】

本発明は上記のような問題を解決するためになされたもので、高周波成分の振幅を保った状態で、注目領域のダイナミックレンジを所定の濃度領域に変換できるようにすることを目的とする。

【0 0 1 9】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するために、第1の発明は、注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出手段と、入力画像の平滑化画像を作成する平滑化手段と、上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成手段

と、上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換手段と、上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手段とを設けたことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

第 2 の発明は、上記第 1 の発明において、上記抽出手段は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

第 3 の発明は、上記第 1 の発明において、上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除手段を設け、上記抽出手段は、上記削除手段で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

第 4 の発明は、上記第 1 の発明において、上記抽出手段は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

第 5 の発明は、医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出手段と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換手段と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換手段と、上記第 1 又は第 2 のアルゴリズム変換手段にてダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

第 6 の発明は、上記第 5 の発明において、上記入力画像によって示される部位に基づいて、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段又は上記第 2 のダイナミックレンジ変換手段を選択する選択手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

第 7 の発明は、上記第 5 の発明において、外部指示に基づいて、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段又は上記第 2 のダイナミックレンジ変換手段を選択す

る選択手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

第 8 の発明は、上記第 5 の発明において、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手段は、上記入力画像の高周波成分を生成する生成手段と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理手段と、上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算手段とを含むことを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

第 9 の発明は、注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出手順と、入力画像の平滑化画像を作成する平滑化手順と、上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成手順と、上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換手順と、上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手順とを設けたことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

第 1 0 の発明は、上記第 9 の発明において、上記抽出手順は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

第 1 1 の発明は、上記第 9 の発明において、上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除手順を設け、上記抽出手順は、上記削除手順で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

第 1 2 の発明は、上記第 9 の発明において、上記抽出手順は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

第 1 3 の発明は、医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出手順と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換手順と、上記特徴量に基づき上記入

力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換手順と、上記第 1 又は第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力手順とを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

第 1 4 の発明は、上記第 1 3 の発明において、上記入力画像によって示される部位に基づいて、実行するダイナミックレンジ変換手順として上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順と上記第 2 のダイナミックレンジ変換手順の何れかを選択する選択工程を含むことを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

第 1 5 の発明は、上記第 1 3 の発明において、ユーザからのマニュアル指示に応じて、実行するダイナミックレンジ変換手順として上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順と上記第 2 のダイナミックレンジ変換手順の何れかを選択する選択工程を含むことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

第 1 6 の発明は、上記第 1 3 の発明において、上記第 1 のダイナミックレンジ変換手順は、上記入力画像の高周波成分を生成する生成手順と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理手順と、上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算手順とを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

第 1 7 の発明は、注目領域の画像の最大値と最小値を抽出する抽出処理と、入力画像の平滑化画像を作成する平滑化処理と、上記作成された平滑化画像と上記入力画像との差から高周波成分を作成する作成処理と、上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換する変換処理と、上記濃度値が変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む足し込み手順とを実行するためのプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であることを特徴とする。

【 0 0 3 6 】

第 1 8 の発明は、上記第 1 7 の発明において、上記抽出処理は、上記入力画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 3 7 】

第 1 9 の発明は、上記第 1 7 の発明において、上記入力画像のす抜け領域とこのす抜け領域に接する体部分とを一定幅内で削除する削除処理を上記プログラムに設け、上記抽出処理は、上記削除処理で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 3 8 】

第 2 0 の発明は、上記第 1 7 の発明において、上記抽出処理は、上記平滑化画像の最大値と最小値を抽出することを特徴とする。

【 0 0 3 9 】

第 2 1 の発明は、医療用の入力画像の特徴量を抽出する抽出処理と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 1 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 1 のダイナミックレンジ変換処理と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換を施す第 2 のダイナミックレンジ変換処理と、上記第 1 又は第 2 のアルゴリズムを用いたダイナミックレンジ変換が施された上記入力画像を出力する出力処理とを実行するためのプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であることを特徴とする。

【 0 0 4 0 】

第 2 2 の発明は、上記第 2 1 の発明において、上記入力画像によって示される部位に基づいて、実行するダイナミックレンジ変換処理として上記第 1 のダイナミックレンジ変換処理と上記第 2 のダイナミックレンジ変換処理の何れかを選択する選択処理を上記プログラムに設けることを特徴とする。

【 0 0 4 1 】

第 2 3 の発明は、上記第 2 1 の発明において、ユーザからのマニュアル指示に応じて、実行するダイナミックレンジ変換処理として上記第 1 のダイナミックレンジ変換処理と上記第 2 のダイナミックレンジ変換処理の何れかを選択する選択処理を上記プログラムに設けることを特徴とする。

【0042】

第24の発明は、上記第21の発明において、上記第1のダイナミックレンジ変換処理は、上記入力画像の高周波成分を生成する生成処理と、上記特徴量に基づき上記入力画像に対して階調変換処理を施す階調変換処理と、上記階調変換処理が施された上記入力画像に対して上記高周波成分を加算する換算処理とを含むことを特徴とする。

【0043】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面と共に説明する。

【0044】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の実施の形態による画像処理装置100を示す。

この画像処理装置100は、濃度値変換機能を有するX線画像の画像処理装置であり、前処理回路106、濃度値変換部113、CPU108、メインメモリ109、操作パネル110、画像表示装置111を備えており、CPUバス107を介して互いにデータ授受されるようになされている。

【0045】

また、画像処理装置100は、前処理回路106に接続されたデータ収集回路105と、データ収集回路105に接続された2次元X線センサ104及びX線発生回路101とを備えており、これらの各回路はCPUバス107にも接続されている。

【0046】

図2は画像処理装置の処理の流れを示すフローチャートである。

図3(a)は入力画像を示し、図3(b)は上記入力画像からX線の照射領域とす抜け領域(X線が素通りした領域)とを削除した図である。

図4は階調変換曲線上で視認できる濃度域と注目領域の濃度域との関係を示す図であり、横軸が入力画像の濃度値、縦軸が出力画像の濃度値である。

【0047】

上記構成による画像処理装置100において、メインメモリ109は、CPU

108の処理に必要な各種のデータなどが記憶されると共に、CPU108の作業用としてのワークメモリを含む。CPU108は、メインメモリ109を用いて、操作パネル110からの操作に従って装置全体の動作制御等を行う。これにより画像処理装置100は、以下のように動作する。

【0048】

まず、X線発生回路101は、被検査体103に対してX線ビーム102を放射する。このX線ビーム102は、被検査体103を減衰しながら透過して、2次元X線センサ104に到達し、2次元X線センサ104よりX線画像として出力される。ここでは、2次元X線センサ104から出力されるX線画像を、例えば図3(a)のような膝、胸椎画像とする。

【0049】

データ収集回路105は、2次元X線センサ104から出力されたX線画像を電気信号に変換して前処理回路106に供給する。前処理回路106は、データ収集回路105からの信号(X線画像信号)に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行う。前処理が行われたX線画像信号は入力画像として、CPU108の制御により、CPUバス107を介してメインメモリ109、照射領域抽出回路112及び濃度値変換部113のす抜け削除回路113aに転送される。

【0050】

濃度値変換部113において、113aはす抜け領域とす抜け領域と一定幅で接する体領域とを削除するす抜け削除回路、113bはす抜け削除回路113aで削除されなかった領域から、濃度値の最大値と最小値を算出する最高値最小値抽出回路、113cは入力画像の平滑化画像を作成する平滑化画像作成回路、113dは入力画像と平滑化画像との差分から高周波成分を作成する高周波成分作成回路、113eは最大値最小値抽出回路113bで抽出された最大値と最小値に基づき平滑化画像の濃度値を変換する濃度値変換回路、113fは濃度値変換回路113eで変換された画像に高周波成分作成回路113dで作成した高周波を足し込む高周波成分足し込み回路である。

【0051】

次に濃度値変換部 1 1 3 の動作について図 2 のフローチャートにより説明する。

CPUバス 1 0 7 を介して前処理回路 1 0 6 で処理された入力画像を CPU 1 0 8 の制御により受信した照射領域抽出回路 1 1 2 は、入力画像中の照射領域を抽出する（ステップ S 2 0 1）。また、同時に入力画像を受信したす抜け削除回路 1 1 3 a は照射領域外及び照射領域内のす抜け領域とす抜け領域と一定間隔内で接する体領域とを例えば 0 画素で置き換える（ステップ S 2 0 2）。具体的には次の式（1 2）で表されるような画像の変換を行う。

【0 0 5 2】

【数 1】

$$f_1(x, y) = f(x, y) \times \prod_{x_1=-d_1}^{x_1=d_1} \prod_{y_1=-d_2}^{y_1=d_2} \text{sgn}(x+x_1, y+y_1) \quad \cdots \cdots (12)$$

【0 0 5 3】

ここで、 $f(x, y)$ は画像データを示し、 $f_1(x, y)$ はす抜け領域及びす抜け領域と一定間隔内で接する体領域を削除した後の画像を示す。 $\text{Sgn}(x, y)$ は以下の式（4）のように表される。 $\text{Th} 1$ は実験により定められる定数、 d_1 、 d_2 は体領域を削除する幅を決める定数である。

$$\begin{aligned} \text{sgn}(x, y) &= 0 && f(x, y) \geq \text{Th} 1 \text{ のとき} \\ \text{sgn}(x, y) &= 1 && \text{その他} \quad \cdots \cdots (13) \end{aligned}$$

図 3（b）は、入力画像の照射領域外及びす抜け領域を 0 で置き換えた場合の画像である。

【0 0 5 4】

次に、最大最小値抽出回路 1 1 3 b では、画像濃度値の最大値（図 4 の“ d_2 ”）と最小値（図 4 の“ d_3 ”）を算出する（ステップ S 2 0 3）。ここで、最大値、最小値を算出するのに、照射領域及びす抜け領域を除去した領域の平滑化画像から抽出してもよい。次に平滑化画像作成回路 1 1 3 c は次式に従い平滑化画像を作成する（ステップ S 2 0 4）。 $f_{us}(x, y)$ は入力画像 $f_0(x,$

y) の平滑化 (低周波) 画像の画素値であり、例えば、式 (14) ~ (18)、又は式 (19) で示される。

【0055】

$$f_2(x, y) = \min \{ f_0(x+x_1, y+y_1) - D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (14)$$

$$f_3(x, y) = \max \{ f_2(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) + x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (15)$$

$$f_4(x, y) = \max \{ f_3(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (16)$$

$$f_{us}(x, y) = \min \{ f_4(x+x_1, y+y_1) - D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (17)$$

【0056】

"D(x, y)" は、円盤状フィルタであり、r₁を任意の定数とし、入力画像に応じて選択される。

$$D(x, y) = 0, \quad x \times x + y \times y \leq r_1 \times r_1 \\ = -\infty, \quad \text{その他} \dots (18)$$

【0057】

ここで得られた f_{us}(x, y) のプロファイルはエッジ構造を保存しているものであり、従来ダイナミックレンジ圧縮の欠点であるオーバーシュート、アンダーシュートが起きないものである。

【0058】

平滑化画像は、例えば式 (17) で示される平均濃度を用いてもよいし、次の式 (19) を用いてもよい。ここで d は定数である。

【0059】

【数 2】

$$f_{us}(x, y) = \frac{\int_{-d}^d \int_{-d}^d f_1(x+x_1, y+y_1) dx_1 dy_1}{\int_{-d}^d \int_{-d}^d dx_1 dy_1} \quad \dots\dots (19)$$

【0060】

また、例えば *Erosion*、*Dilation*、*Opening*、*Closing* 等のモルフォロジカルフィルタを用い平滑化画像を作成してもよい。

【0061】

次に、高周波成分作成回路 113c では、入力画像 $f_0(x, y)$ と平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ とから次式に従い高周波画像 $f_h(x, y)$ を作成する（ステップ S205）。次に濃度値変換回路 113e は、最大最小値抽出回路 113b で抽出した最大値（ d_3 ）、最小値（ d_2 ）、そして階調変換後の視認濃度値で決まる濃度値 d_1 、 d_4 に基づき次式により濃度値を変換し、濃度値変換した平滑化画像 $Sus_0(x, y)$ を作成する（ステップ S206）。

【0062】

図 4 において、 $Sight_{max}$ と $Sight_{min}$ が視認できる最大最小濃度値であり、 d_1 、 d_4 に対応する。平滑化画像の濃度値が min （平滑化画像が取り得る最小値）から d_1 以下の場合、

$$Sus_0(x, y) = (d_1 - min) \times ((Sus(x, y)) - min) / (d_2 - min) + min \quad \dots\dots (20)$$

【0063】

$d_2 < Sus(x, y) \leq d_3$ の場合、

$$Sus_0(x, y) = (d_4 - d_1) \times (Sus(x, y) - d_2) / (d_3 - d_2) + d_1 \quad \dots\dots (21)$$

【0064】

$d_3 < Sus(x, y) \leq max$ の場合、

$$Sus_0(x, y) = (max - d_4) \times (Sus(x, y) - d_3) / (max - d_3) + d_4 \quad \dots\dots (22)$$

【0065】

そして、濃度値変換した画像 $S_{usu0}(x, y)$ に高周波画像 $f_h(x, y)$ を足し込み、最終画像 $f_e(x, y)$ を得る（ステップ S207）。

$$f_e(x, y) = S_{usu0}(x, y) + f_h(x, y) \quad \cdots (23)$$

最終的には、得られた画像 $f_e(x, y)$ を階調変換回路 114 で階調変換してフィルム出力又は画像表示装置 111 に表示する。

【0066】

尚、本実施の形態では、す抜け領域がある画像に対する場合について説明したが、す抜け領域がない場合は、す抜け削除回路 113a を経由せず、照射領域内の画像から、最大最小値抽出回路 113b により最大値と最小値を抽出すればよい。

【0067】

本実施の形態によれば、高周波成分を保持したまま、注目領域の画像を一定幅に圧縮、拡大することが可能であり、画像情報を有効に使える効果がある。さらに、上記一定幅をフィルムなどの視認領域とすれば、フィルム上の視認領域の幅に注目領域を拡大縮小することができる効果が有る。また、最大値、最小値を平滑化画像から抽出する場合は、濃度値変換部 113 での変換をより精度よく行える効果が有る。

【0068】

（第 2 の実施の形態）

図 5 は、本発明の実施の形態による画像処理装置を適用した X 線撮影装置 600 の構成を示す。

【0069】

X 線撮影装置 600 は、画像処理機能を有するものであり、前処理回路 606、CPU 608、メインメモリ 609、操作パネル 610、画像表示器 611、及び画像処理回路 612 を備えており、これらの各回路は CPU バス 607 を介して互いにデータ授受されるようになされている。

【0070】

また、X 線撮影装置 600 は、前処理回路 606 に接続されたデータ収集回路

6 0 5 と、データ収集回路 6 0 5 に接続された 2 次元 X 線センサ 6 0 4 及び X 線発生回路 6 0 1 とを備えており、これらの各回路も CPU バス 6 0 7 に接続されている。

【 0 0 7 1 】

画像処理回路 6 1 2 は、階調変換のための特徴量を算出する特徴抽出回路 6 1 2 a と、後述する第 1 の階調変換回路 6 1 2 d の階調変換曲線からダイナミックレンジを変更する範囲と変更量を算出する制御回路 6 1 2 b と、制御回路 6 1 2 b で算出されたダイナミックレンジを変更する範囲と変更量から原画像のダイナミックレンジを変更する DRC 回路 6 1 2 c と、DRC 回路 6 1 2 c にてダイナミックレンジが変更された原画像の階調変換を行なう第 1 の階調変換回路 6 1 2 d とを備えている。

【 0 0 7 2 】

DRC 回路 6 1 2 c は、原画像の階調変換を行なう第 2 の階調変換回路 6 1 3 と、第 2 の階調変換回路 6 1 3 にて階調変換された画像に対して原画像の高周波成分を足し込む高周波成分調整回路とを備えている。

【 0 0 7 3 】

図 6 は、例えば、頸椎側面で撮影を行なった場合に得られる画像（X 線撮影画像）において、特徴量を抽出する領域 a を示したものである。

【 0 0 7 4 】

図 7 は、第 1 の階調変換回路 6 1 2 d の階調変換曲線を示したものであり、この図 7 において、横軸は画素値を示し、縦軸は濃度値を示す。” S l ” は、濃度上で視認識限界の下限濃度値に対応する画素値を示し、” S h ” は、濃度上で視認識限界の上限濃度値に対応する画素値を示す。” S m i n ” 及び” S m a x ” は、注目領域の最小画素値及び最大画素値を示す。” S a ” は、特徴抽出回路 6 1 2 a にて算出された特徴量に対応する画素値を示し、” d l ” 及び” d h ” はそれぞれ、ダイナミックレンジの変更しない範囲の下限濃度値及び上限濃度値に対応する画素値を示す。

【 0 0 7 5 】

図 8 は、第 2 の階調変換回路 6 1 3 の階調変換曲線を示したものであり、こ



の図 8 において、横軸は入力画素値を示し、縦軸は出力画素値を示す。” d l ”、” d h ”、及び” S a ” は、図 7 での画素値と同じ画素値を示す。

図 8 に示す階調変換曲線 a は、直線成分のみから構成され、同図に示す階調変換曲線 b は、階調変換曲線 a の微分値が連続となるようななだらかな曲線から構成されている。

【 0 0 7 6 】

ここで、上述のような X 線撮影装置 6 0 0 において、メインメモリ 6 0 9 は、CPU 6 0 8 による本装置全体の動作制御のための処理に必要な処理プログラムや各種のデータ等が記憶されるものであると共に、CPU 6 0 8 の作業用メモリとしてのワークメモリを含むものである。

したがって、CPU 6 0 8 は、メインメモリ 6 0 9 及びメインメモリ 6 0 9 に記憶された情報を用いて、操作パネル 6 1 0 からの操作に従った本装置全体の動作制御等を行なう。これにより、X 線撮影装置 6 0 0 は次のように動作する。

【 0 0 7 7 】

先ず、X 線発生回路 6 0 1 が被写体 6 0 3 に対して X 線ビーム 6 0 2 を放射する。X 線発生回路 6 0 1 から放射された X 線ビーム 6 0 2 は、被写体 6 0 3 を減衰しながら透過して、2 次元 X 線センサ 6 0 4 に到達し、2 次元 X 線センサ 6 0 4 により X 線画像として出力される。この 2 次元 X 線センサ 6 0 4 から出力される X 線画像は、例えば、人体部画像である。

【 0 0 7 8 】

データ収集回路 6 0 5 は、2 次元 X 線センサ 6 0 4 から出力された X 線画像を電気信号に変換して前処理回路 6 0 6 に供給する。前処理回路 6 0 6 は、データ収集回路 6 0 5 からの信号（X 線画像信号）に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を施す。この前処理回路 6 0 6 にて前処理が施された X 線画像信号は入力画像として、CPU 6 0 8 の制御により、CPU バス 6 0 7 を介して、メインメモリ 6 0 9 及び画像処理回路 6 1 2 にそれぞれ転送される。

【 0 0 7 9 】

画像処理回路 6 1 2 は、例えば、図 9 に示すフローチャートに従って次のように動作する。



【 0 0 8 0 】

まず、CPUバス 6 0 7 を介して前処理回路 6 0 6 から供給された入力画像（前処理が施された原画像） $f_0(x, y)$ を、CPU 6 0 8 の制御により受信した特徴抽出回路 6 1 2 a は、階調変換のための特徴量 S_a を算出する（ステップ S 7 0 1）。

ここでの特徴量の抽出方法は、入力画像 $f_0(x, y)$ での被写体の部位毎に異なり、本出願人から複数の方法が提案されている。例えば、入力画像 $f_0(x, y)$ が、頸椎の撮影により得られた画像である場合には、特願平 1 0 - 2 7 2 2 8 4 号に記載された方法を用いる。この方法は、特徴量 S_a として、図 6 の“a”に示した領域内の画素値の平均値を算出する方法である。

【 0 0 8 1 】

次に、第 1 の階調変換回路 6 1 2 d での階調変換曲線を、特徴抽出回路 6 1 2 a にて得られた特徴量 S_a を用いて規定する（ステップ S 7 0 2）。

例えば、図 7 に示すように、特徴量 S_a の画素値が濃度値 1. 0 に変更されるような階調変換曲線を規定する。

【 0 0 8 2 】

次に、制御回路 6 1 2 b は、ステップ S 7 0 2 にて規定された階調変換曲線から入力画像 $f_0(x, y)$ のダイナミックレンジを変更する範囲と変更量を算出する（ステップ S 7 0 3）。この算出方法としての一例を次に述べる。

【 0 0 8 3 】

例えば、通常の日本人は、画像での視認識できるの濃度値が、濃度値 0. 2 から 0. 3 の範囲となっている。

そこで、まず、ステップ S 7 0 2 にて規定された階調変換曲線に基づき、濃度値 0. 2、0. 3 に階調変換される画素値 S_l 、 S_h を算出する。

次に、ダイナミックレンジを変更しない幅を、

$$d_l = S_a - h_l \quad \dots (24)$$

$$d_h = S_a + h_h \quad \dots (25)$$

なる式 (24) 及び (25) に従って算出する。

式 (24) 及び (25) において、“ h_l ” 及び “ h_h ” は定数であり、“ d

l”及び”dh”はダイナミックレンジを変更する起点となる画素である。

【0084】

そして、”dl”以下の画素値、”dl”以上の画素値の変更量Rl, Rhを

$$Rl = (Sl - dl) / (Smin - dl) \quad \dots (26)$$

$$Rh = (Sh - dh) / (Smax - dh) \quad \dots (27)$$

なる式(26)及び(27)に従って算出する。

式(26)及び(27)において、”Smin”及び”Smax”は、被写体領域(注目領域)の画素値のうちの最小値及び最大値を示す。すなわち、dl以下の画素値のダイナミックレンジをRl倍すると、画素値Sminは画素値Slに変更される。同様に、画素値Smaxは画素値Shに変更される。換言すれば、起点をdl, dhとし、変更量をRl, Rhとすると、階調変換後の被写体領域の濃度値は、視野領域(ここでは例えば、濃度値0.2~0.3)の幅と一致する。

【0085】

上述のように、変更量Rl, Rhを求めることにより、ダイナミックレンジを圧縮しても、撮影画像の注目領域の全てを出力画像上に再現することができる。したがって、特徴抽出の不安定性を吸収することができ、診断能力の向上を図ることができる。

【0086】

また、変更量Rl, Rhに対する拘束条件として、

$$Rl < Cl \quad \dots (28)$$

$$Rh < Ch \quad \dots (29)$$

なる式(28)及び(29)に示すような条件を設けるようにしてもよい。

式(28)及び(29)において、”Cl”及び”Ch”はそれぞれ定数を示す。これらの定数Cl, Ch、及び上述した定数hl, hhは、例えば、撮影対象となる被写体の部位毎に実験的に決まる定数である。

このように、拘束条件を設けることによって、圧縮のしすぎを防ぐことができるため、圧縮のしすぎによる診断能力の低下を確実に防止することができる。

【 0 0 8 7 】

上述のようにして、ダイナミックレンジを変更する起点となる画素 d_l 、 d_h 、及び変更量 R_l 、 R_h が求まると、これらの d_l 、 d_h 、 R_l 、 R_h に基づき、図 8 に示したような第 2 の階調変換回路 6 1 3 の階調変換曲線を規定する。

図 8 に示す階調変換曲線 a での画素値 d_l 以下の傾きは " R_l " であり、画素値 d_l から画素値 d_h の範囲の傾きは " 1 " であり、画素値 d_h 以上の傾きは " R_h " である。一方、同じく図 8 に示す階調変換曲線 b は、特願昭 1 1 - 7 6 8 8 2 号等に記載されている技術によって、階調変換曲線 a の微分値が連続となるようになだらかにした曲線である。第 2 の階調変換回路 6 1 3 の階調変換曲線として、階調変換曲線 a を用いる場合には、微分不連続点で偽輪郭が発生することがあるが、階調変換曲線 b を用いる場合には、当該偽輪郭が発生することはない。ここでは一例として、階調変換曲線 b を第 2 の階調変換回路 6 1 3 で用いるものとする。

【 0 0 8 8 】

次に、DRC 回路 6 1 2 c は、以降の処理で、高周波成分を保持するか否かを選択する（ステップ S 7 0 4）。

高周波成分を保持せずに処理実行した場合に得られる結果画像は、低周波成分が重要である軟部組織等を診断する場合に用いて有効である。一方、高周波成分を保持して処理実行した場合に得られる結果画像は、高周波成分が重要である骨部、肺野等を診断する場合に用いて有効である。すなわち、処理対象の画像が軟部組織等の画像であれば、高周波成分を保持しないと選択し、処理対象の画像が骨部、肺野等の画像であれば、高周波成分を保持すると選択することによって、軟部組織や、骨部、肺野等のそれぞれの診断に有効な結果画像が得られる。

このステップ S 7 0 4 での選択は、撮影部位（軟部組織、骨部、肺野等）に基づき自動選択する構成としてもよいし、ユーザがマニュアル選択する構成としてもよい。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 7 0 4 での選択の結果、高周波成分を保持しない場合、第 2 の階調変換回路 6 1 3 により、入力画像（原画像）に対して階調変換曲線 b（図 8 参照

) を用いた階調変換を施す (ステップ S 7 0 8)。

そして、第 1 の階調変換回路 6 1 2 d により、第 2 の階調変換回路 6 1 3 での階調変換後の入力画像に対して階調変換を施す (ステップ S 7 0 9)。

【0 0 9 0】

ここで、入力画像 (原画像) の座標を "x, y"、原画像の画素値を "f 0 (x, y)"、第 2 の階調変換回路 6 1 3 の階調変換曲線 b を "F (x)"、階調変換曲線 b を用いた階調変換後の画像の画素値を "f 1 (x, y)"、第 1 の階調変換回路 6 1 2 d の階調変換曲線を "F 1 (x)" とすると、結果的に得られる画像 (最終画像) f 2 (x, y) は、

$$f 2 (x, y) = F 1 (F (f 0 (x, y))) \quad \dots \dots (3 0)$$

なる式 (3 0) で表される。

この場合、"F 1 (F (x))" を、1 つの階調変換曲線と考えてよい。

【0 0 9 1】

一方、ステップ S 7 0 4 での選択の結果、高周波成分を保持する場合、先ず、高周波成分調整回路 6 1 4 により、原画像 f 0 (x, y) の高周波成分 f h (x, y) を、

$$f h (x, y) = f 0 (x, y) - f u s (x, y) \quad \dots \dots (3 1)$$

なる式 (3 1) により算出する (ステップ S 7 0 5)。

式 (3 1) において、"f u s (x, y)" は、平滑化画像であり、マスクサイズの大きさを示す定数 d を持って、

【0 0 9 2】

【数 3】

$$f u s (x, y) = \frac{\int_{-d}^d \int_{-d}^d f 1 (x+x_1, y+y_1) dx_1 dy_1}{\int_{-d}^d \int_{-d}^d dx_1 dy_1} \quad \dots \dots (32)$$

【0 0 9 3】

なる式 (3 2) により算出される。

【0 0 9 4】

次に、第 2 の階調変換回路 6 1 3 により、原画像 $f_0(x, y)$ に対して、

$$f_1(x, y) = F(f_0(x, y)) \quad \dots\dots (33)$$

なる式 (33) で示される階調変換を施し、当該階調変換後の画像 $f_1(x, y)$ を取得する (ステップ S 7 0 6)。

【0 0 9 5】

次に、高周波成分調整回路 6 1 4 により、第 2 の階調変換回路 6 1 3 の階調変換曲線 b の微係数から係数 $c(x)$ を、

【0 0 9 6】

【数 4】

$$c(x) = 1 - \frac{\partial F(x)}{\partial x} \quad \dots\dots (34)$$

【0 0 9 7】

なる式 (34) により算出する。この式 (34) に示されるように、係数 $c(x)$ は、階調変換曲線 b の傾きから "1" を引いた値である。

そして、係数 $c(x)$ に基づいて、ステップ S 7 0 6 にて取得された第 2 の階調変換回路 6 1 3 での階調変換後の画像 $f_1(x, y)$ に対して、ステップ S 7 0 6 にて取得された原画像 $f_0(x, y)$ の高周波成分 $f_h(x, y)$ を足し込み、その処理後画像 $f_3(x, y)$ を得る。すなわち、処理後画像 $f_3(x, y)$ は、

$$f_3(x, y) = f_1(x, y) + c(f_0(x, y)) \times f_h(x, y) \quad \dots\dots (35)$$

なる式 (35) で表される (ステップ S 7 0 7)。

【0 0 9 8】

そして、第 1 の階調変換回路 6 1 2 d により、ステップ S 7 0 7 にて得られた処理後画像 $f_3(x, y)$ に対して、

$$f_2(x, y) = F_1(f_3(x, y)) \quad \dots\dots (36)$$

なる式 (36) に従った階調変換を行い、この結果得られた画像 $f_2(x, y)$

を最終画像として得る（ステップ S709）。

【0099】

尚、ステップ S705 の式 (31) における平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ を、例えば、次の式 (37) ~ (41) で示されるモルフォジ演算を用いて算出するようにしてもよい。

$$f_2(x, y) = \min \{ f_0(x+x_1, y+y_1) - D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (37)$$

$$f_3(x, y) = \max \{ f_2(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (38)$$

$$f_4(x, y) = \max \{ f_3(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (39)$$

$$f_{us}(x, y) = \min \{ f_4(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \mid x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots (40)$$

式 (37) ~ (40) において、“ $D(x_1, y_1)$ ” は、円盤状フィルタであり、入力画像に応じて選択される任意の定数 r_1 を持って、

$$\begin{aligned} D(x_1, y_1) &= 0, \quad x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \\ &= -\infty, \quad \text{その他} \end{aligned} \dots (41)$$

なる式 (41) で表される。

【0100】

式 (37) ~ (41) により得られる平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ のプロファイルは、エッジ構造を保存しているものであり、従来ダイナミックレンジ圧縮の欠点であるオーバーシュート、アンダーシュートが起きないものである。

【0101】

本実施の形態によれば、入力画像の任意の階調領域の濃度分布幅を圧縮、伸張することができ、且つ階調変換後の高周波成分の振幅を階調変換前の画像の高周波成分の振幅を保持できる効果がある。

また、階調変換曲線で決まる画素値に基づき、画像のダイナミックレンジを変更するので、階調変換後の画像の濃度値を想定して、ダイナミックレンジを変更

できるので、階調変換後の濃度値の範囲を一意に調整できる効果がある。

【 0 1 0 2 】

また、階調変換曲線から視認限界で決まる画素値を求め、その画素値の値に基づきダイナミックレンジを変更する範囲、量を決定できるので、注目領域の画素値の濃度値の範囲を視認範囲にすることができる効果がある。

また、注目領域が視認領域にあることから、注目領域全体を観察することが可能であり、診断能が上がる効果がある。

また、注目領域を視認領域の幅に一致することが可能であり、注目領域の情報量を濃度値として最大限に表現できる。

また、画像のダイナミックレンジを変更しない範囲を有するので、診断等で重要となる画素範囲をダイナミックレンジを変更しない領域とし、従来通りの濃度値で表現し、さらに、従来では視認できなかった領域も濃度値として観察できるため、診断能が上がる効果がある。

また、ダイナミックレンジの変更手段において高周波成分を保持するため、高周波成分の情報量を落とすことがなく、さらに従来では濃度値上で視認できなかった領域の濃度値も観察できるため、診断能が上がる効果がある。

【 0 1 0 3 】

(他の実施の形態)

上述の実施の形態は、ハード的に実現してもよく、また、ソフト的に構成してもよい。例えば、CPUやメインメモリ等のメモリ等からなるコンピュータシステムを用いて、図2又は図9に示したフローチャートによる処理を実行するためのプログラムを実現することにより、上述の実施の形態における構成を実現してもよい。

【 0 1 0 4 】

上記プログラムを記憶する記憶媒体としては、ROM、RAM等の半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク、磁気記憶媒体等を用いてよく、これらをCD-ROM、FD、磁気カード、磁気テープ、不揮発性メモリカード等を用いることができる。

【 0 1 0 5 】

また、コンピュータ上で稼働しているOS等が処理の一部又は全部を行う場合、あるいは記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された拡張機能ボードやコンピュータに接続された拡張機能ユニットに備わるメモリに書き込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づいて、上記拡張機能ボードや拡張機能ユニットに備わるCPU等が処理の一部又は全部を行う場合にも、上記実施の形態と同等の機能を実現できると共に、同等の効果を達成することができ、本発明に含まれることは言うまでもない。

【0106】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、画像の微細な部分である高周波成分を保持したまま、注目領域の画像を一定幅に圧縮、拡大することが可能であり、これにより、画像情報を有効に使うことができる効果がある。また、上記一定幅をフィルムなどの視認領域とすれば、フィルム上の視認領域の幅に注目領域を拡大縮小することができる効果がある。

【0107】

また、画像にす抜け領域がある場合に、す抜け領域を除去することにより、注目領域をさらに精度よく抽出することが可能であり、濃度値変換の精度が上がる効果がある。

【0108】

さらに、平滑化画像から最大値、最小値を抽出することにより、濃度値変換をより精度よく行うことができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】

第1の実施の形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】

第1の実施の形態での処理手順を示すフローチャートである。

【図3】

入力画像と照射領域とす抜け領域とを除去した画像を示す構成図である。

【図4】

第 1 の実施の形態での動作を説明するための特性図である。

【図 5】

第 2 の実施の形態に係る画像処理装置を適用した X 線撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】

特徴量を抽出する領域を説明するための図である。

【図 7】

上記画像処理装置の第 1 の階調変換曲線の階調変換曲線を説明するための図である。

【図 8】

上記画像処理装置の第 2 の階調変換曲線の階調変換曲線を説明するための図である。

【図 9】

第 2 の実施の形態での処理手順を示すフローチャートである。

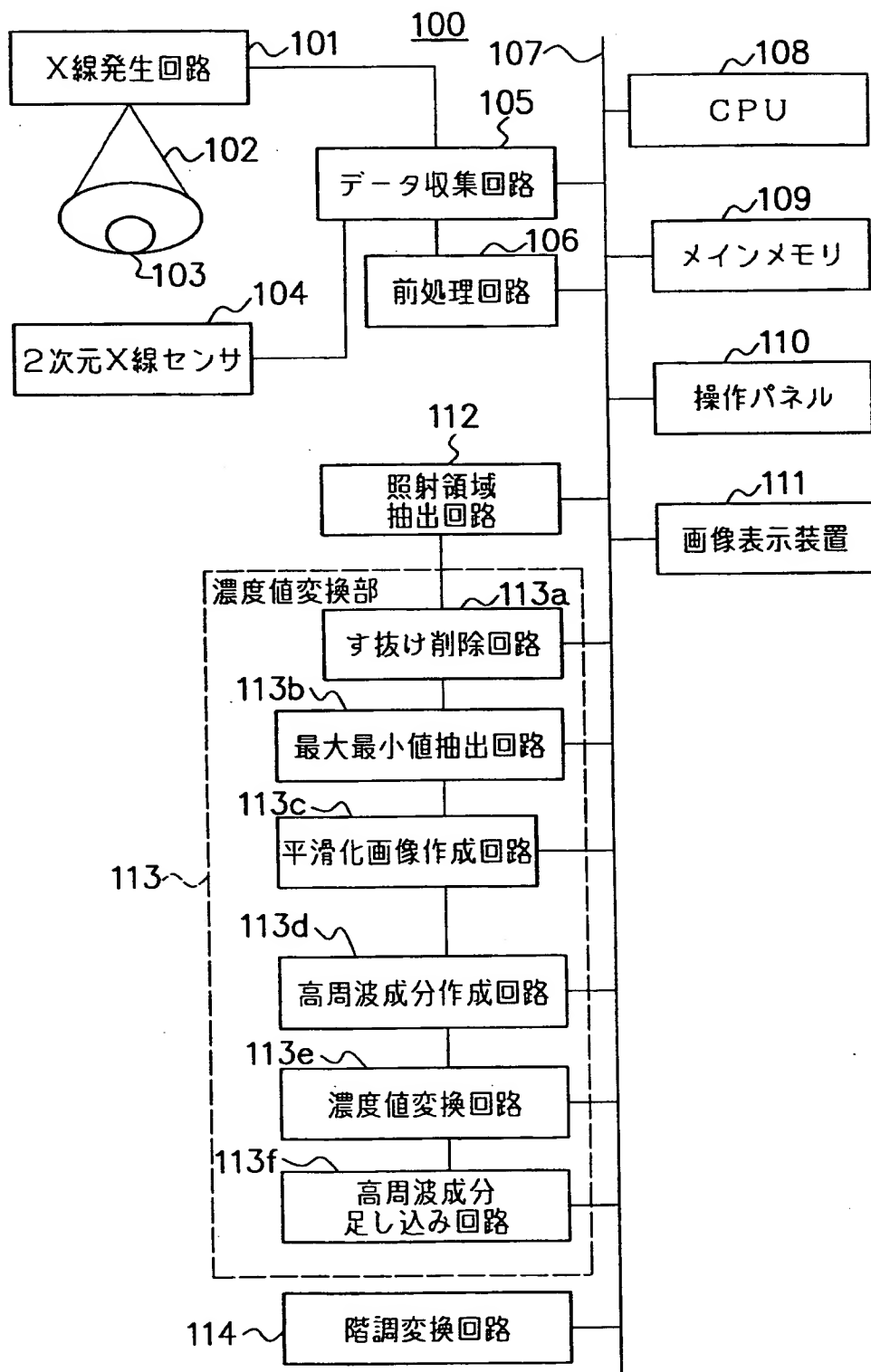
【符号の説明】

- 1 0 5 データ収集回路
- 1 0 8 C P U
- 1 0 9 メインメモリ
- 1 1 0 操作パネル
- 1 1 2 照射領域抽出回路
- 1 1 3 濃度値変換回路
 - 1 1 3 a す抜け削除回路
 - 1 1 3 b 最大最小値抽出回路
 - 1 1 3 c 平滑化画像作成回路
 - 1 1 3 d 高周波成分作成回路
 - 1 1 3 e 濃度値変換回路
 - 1 1 2 f 高周波成分足し込み回路

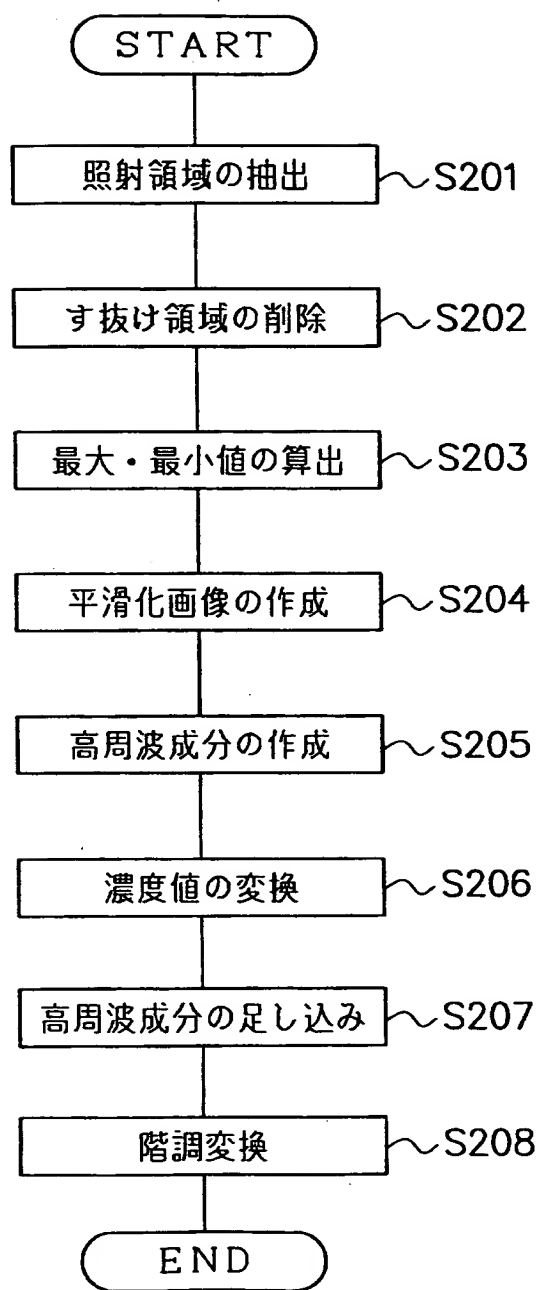
【書類名】

図面

【図 1】



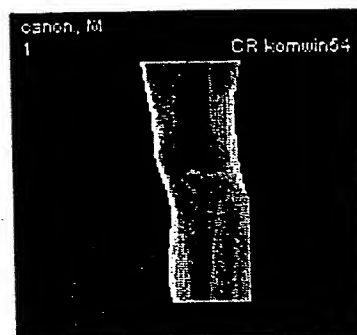
【図 2】



【図 3】

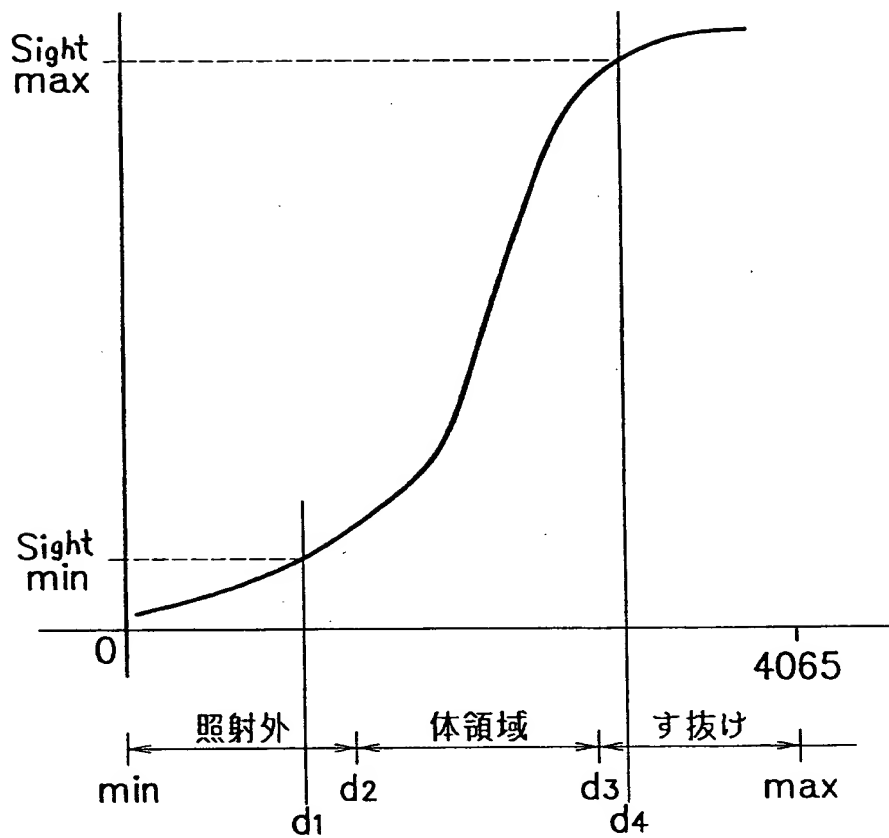


(a)

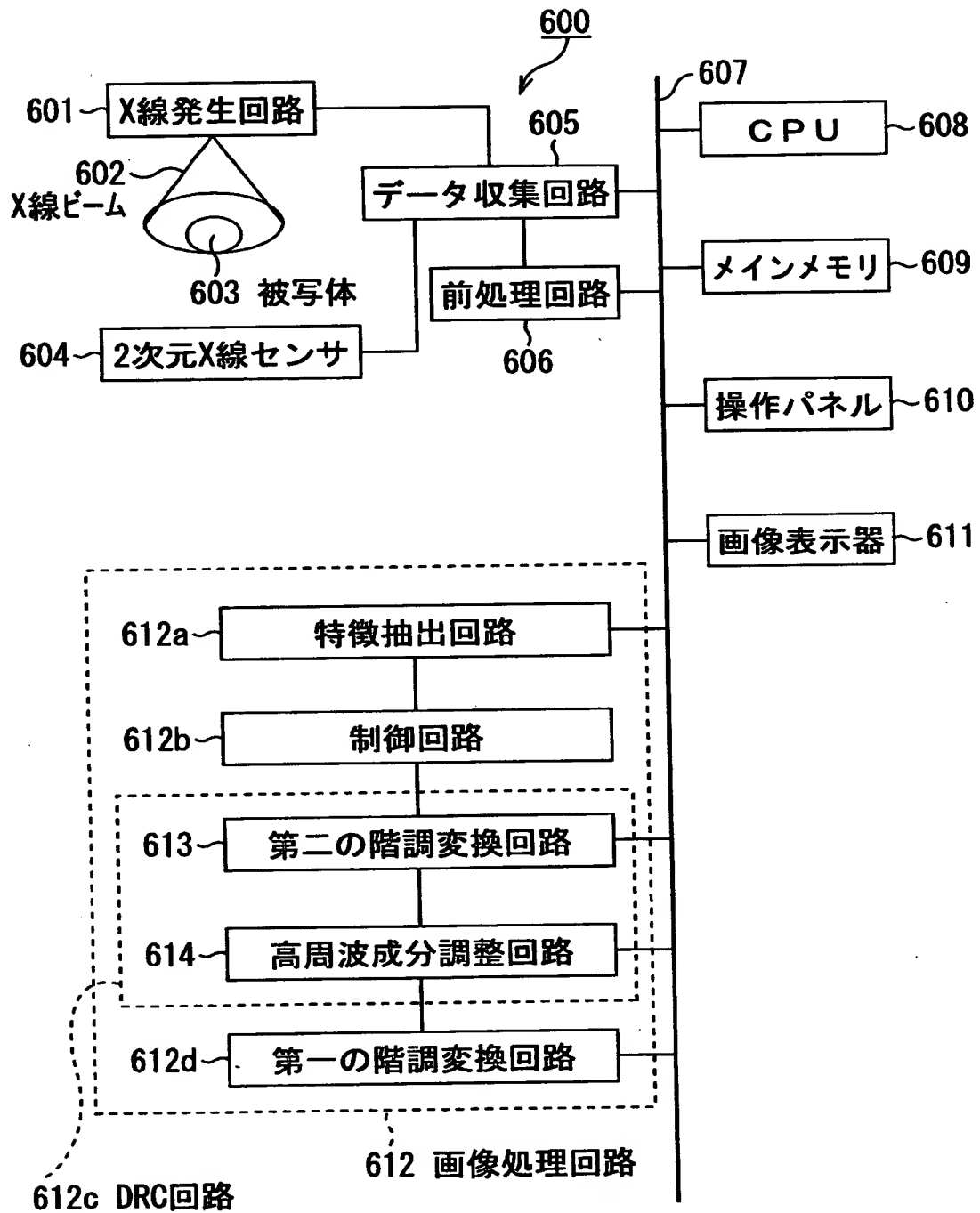


(b)

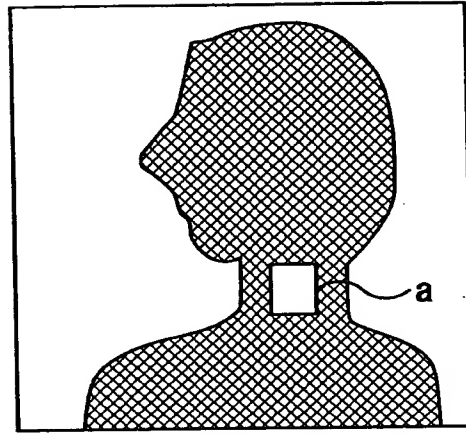
【図 4】



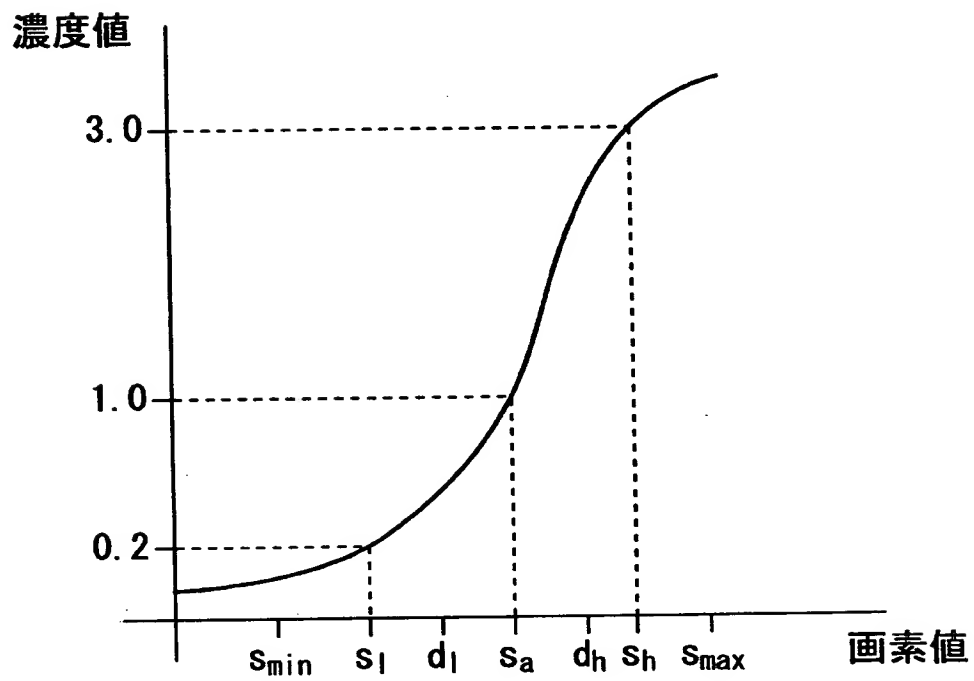
【図 5】



【図 6】

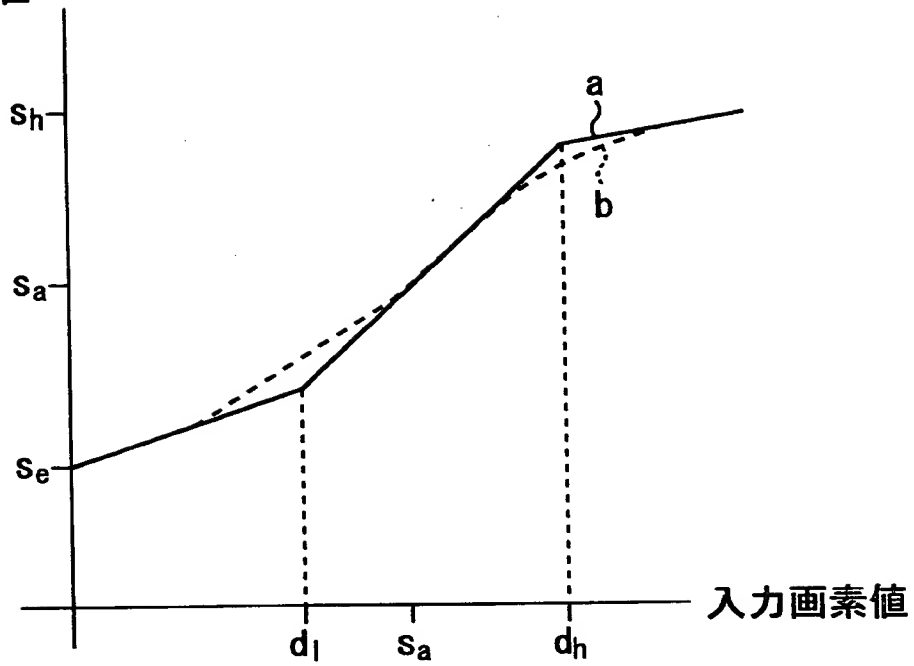


【図 7】

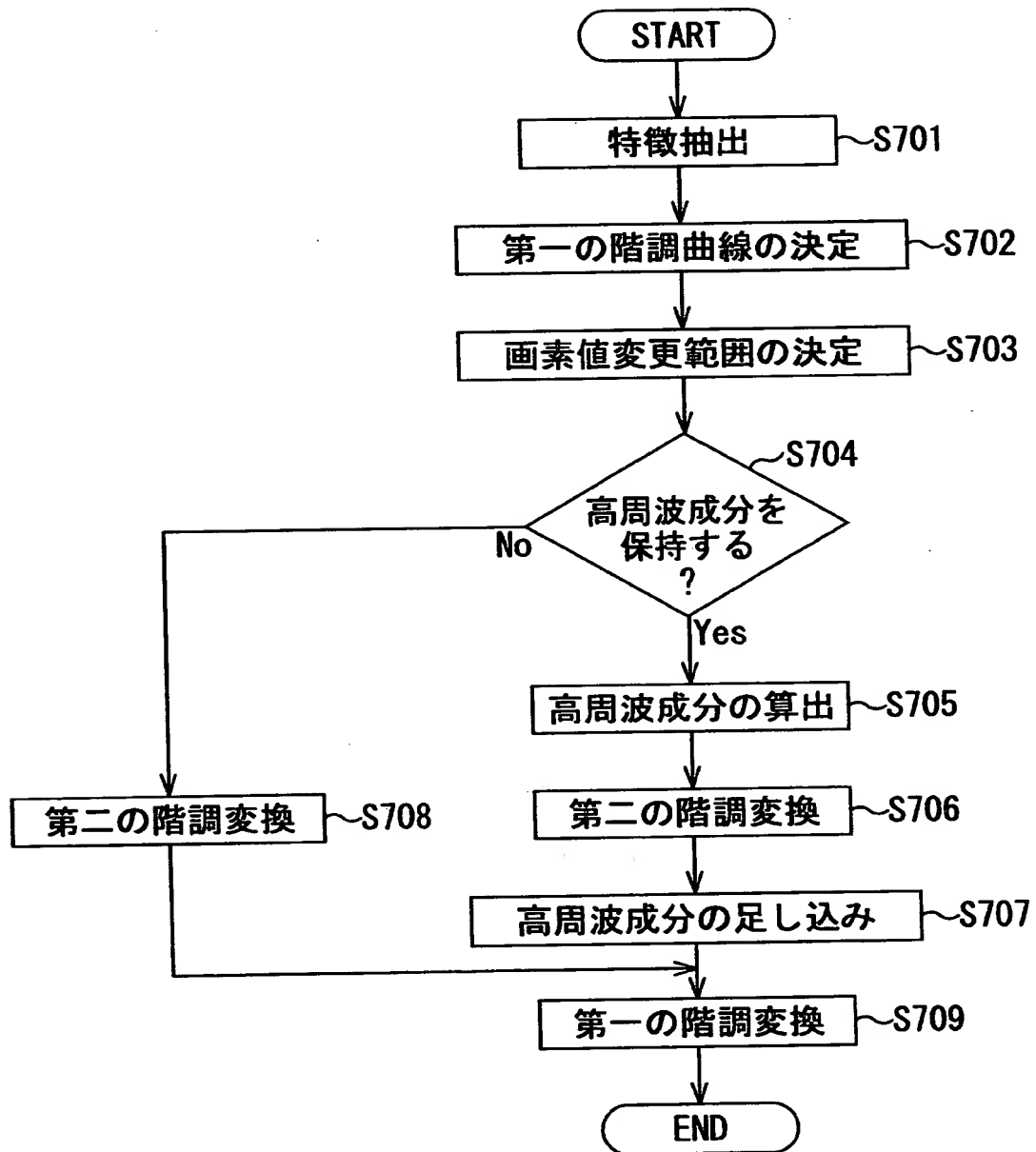


【図 8】

出力画素値



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 画像の高周波成分を保持したまま注目領域の濃度値を所定幅の濃度値に変換する。

【解決手段】 濃度値変換部 1 1 3 において、す抜け削除回路は、入力画像のす抜け領域とす抜け領域に接する体部分を一定幅内で削除し、最大値最小値抽出回路は、す抜け削除手段で削除されなかった領域の最大値と最小値を抽出する。平滑化画像作成回路は、入力画像の平滑化画像を作成し、高周波成分作成回路は、上記作成された平滑化画像と入力画像との差から高周波成分を作成する。そして濃度値変回路が、上記作成された平滑化画像の濃度値を、上記抽出された最大値と最小値の幅が一定幅となるように変換し、高周波成分足し込み回路が、上記濃度値変換された画像に上記作成された高周波成分を足し込む。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	平成11年 特許願 第254184号
受付番号	59900874181
書類名	特許願
担当官	第八担当上席 0097
作成日	平成11年 9月14日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】	000001007
【住所又は居所】	東京都大田区下丸子3丁目30番2号
【氏名又は名称】	キヤノン株式会社

【代理人】

申請人	
【識別番号】	100090273
【住所又は居所】	東京都豊島区東池袋1丁目17番8号 池袋TG ホームストビル5階 國分特許事務所
【氏名又は名称】	國分 孝悦

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都大田区下丸子3丁目30番2号

氏 名 キヤノン株式会社